

(19)



JAPANESE PATENT OFFICE

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **63058149 A**

(43) Date of publication of application: **12.03.88**

(51) Int. Cl.

G01N 27/46
G01N 27/30

(21) Application number: **61202217**

(22) Date of filing: **28.08.86**

(71) Applicant: **MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD**

(72) Inventor: **MORIGAKI KENICHI**
KOBAYASHI SHIGEO

(54) **BIOSENSOR**

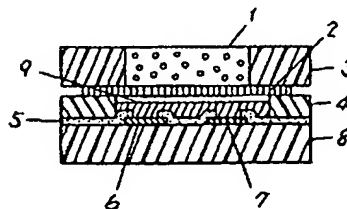
measurement.

(57) Abstract:

COPYRIGHT: (C)1988,JPO&Japio

PURPOSE: To enable stable measurement, by providing a water absorbing high polymer layer on a measuring electrode and an counter electrode to form a stable liquid film layer.

CONSTITUTION: A conducting carbon paste is printed on an insulating substrate 8 consisting of polyethylene terephthalate by screen printing and then dried by heat to form an electrode system consisting of a measuring electrode 6 and a counter electrode 7 and a lead section. Then, an insulating paste is printed to obtain a fixed electrode area covering the electrode system partially and dried to form an insulation layer 5. A porous body 1 and a filter film 2 made of polycarbonate are held on holding frames 3 and 4. A water absorbing high polymer layer 9 is obtained by directly applying and drying an approx. 1% aqueous solution of carboxymethyl cellulose on an electrode, where the thickness after dry is about 2μ . This enables the formation of a stable gel liquid layer to wet an electrode surface sufficiently even with a small amount of a liquid, thereby assuring stable and accurate



ファイル(F) 表示(V)

四法 特許

1 2 3 4 5

出願番号 昭61-202217
公開番号 昭63-058149
公告番号 平06-054304
異議番号
審判番号
登録番号 1,928,418

表示区分

公開

表示種別

スクリーニング

戻り

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11)特許出願公告番号

特公平6-54304

(24) (44)公告日 平成6年(1994)7月20日

(51)Int. Cl. ⁴	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 1 N 27/327		7235-2 J	G 0 1 N 27/ 30	3 5 3 P
		7235-2 J		3 5 3 R
		7235-2 J		3 5 3 B

発明の数 1 (全 4 頁)

(21)出願番号	特願昭61-202217	(71)出願人	999999999 松下電器産業株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地
(22)出願日	昭和61年(1986)8月28日	(72)発明者	森垣 健一 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器 産業株式会社内
(65)公開番号	特開昭63-58149	(72)発明者	小林 茂雄 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器 産業株式会社内
(43)公開日	昭和63年(1988)3月12日	(74)代理人	弁理士 小鍛治 明 (外2名)
		審査官	嶋矢 督
		(56)参考文献	特開 昭60-211350 (J P, A) 特開 昭60-24444 (J P, A) 特開 昭60-173459 (J P, A) 特開 昭60-173458 (J P, A) 特開 昭59-166852 (J P, A)

(54)【発明の名称】 バイオセンサ

1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 少なくとも測定極と対極とからなる電極系を備え、酵素と電子受容体と試料液の反応に際しての物質濃度変化を電気化学的に前記電極系で検知し、前記試料液中の基質濃度を測定するバイオセンサであって、前記電極系上に安定なゲル液層を形成する吸水性高分子層を形成したことを特徴とするバイオセンサ。

【請求項2】 吸水性高分子層の厚さが、0.1～100 μmである特許請求の範囲第1項記載のバイオセンサ。

【請求項3】 吸水性高分子が、デンプン系、カルボキシメチルセルロース系、ゼラチン系、アクリル酸塩系、ビニルアルコール系、ビニルピロリドン系、無水マレイン酸系からなる群のいずれかもしくはそれらの混合物である特許請求の範囲第1項記載のバイオセンサ。

【請求項4】 吸水性高分子層の上に親水性の多孔体から

2

なる保液層を設けた特許請求の範囲第1項記載のバイオセンサ。

【発明の詳細な説明】

産業上の利用分野

本発明は、種々の微量の生体試料中の特定成分について、試料液を希釈することなく迅速かつ簡易に定量することのできるバイオセンサに関するものである。

従来の技術

従来、血液などの生体試料中の特定成分について、試料液の希釈や攪拌などの操作を行なうことなく高精度に定量する方式としては、第3図に示すようなバイオセンサが提案されている。このバイオセンサは、絶縁基板15に白金などからなる測定極11と対極12およびそれぞれのリード13、14を埋設し、これらの電極系の露出部を酸化還元酵素および電子受容体を含有する多孔体1

6と測定妨害物質を識別するための透過膜10で覆ったものである。試料液を多孔体16上へ滴下すると、試料液に多孔体中の電子受容体が溶解して試料液中の基質との間で酵素反応が進行し、電子受容体が還元される。反応が終了した試料液のうち、血液中の赤血球、白血球のような測定を妨害するような巨大タンパク等を透過膜10で透過し、電子受容体、塩類などの低分子量のもののみを含む試料反応液を電極11、12上へ降下させる。電極上では前記の還元された電子受容体を電気化学的に酸化し、このとき得られた酸化電流値から、試料液中の基質濃度が求められるものであった。

発明が解決しようとする問題点

しかしこのような従来の構成では、センサとして一応使用できるが、電極上への試料反応液の降下が不均一になり、電極面が十分に濡れないため、気泡が残留したり、電極面積が減少するという現象が生じ、測定値が不安定で、再現性が悪かった。

本発明はこのような問題点を解決するもので、測定極及対極上に吸水性高分子層を設けることにより、安定な液膜層を形成し、安定した測定を可能とすることを目的とするものである。

問題点を解決するための手段

この問題点を解決するために、本発明は少なくとも測定極と対極とからなる電極系上に電極面を十分に覆う安定なゲル液層を形成する吸水性高分子層を設けたものである。これにより、酵素と電子受容体と試料液の反応が終了した反応液を、前記吸水性高分子層が吸収し、電極上にゲル化した均一な反応液液膜層が形成され、安定な測定を行なうものである。

水を吸収してゲル化する高分子として、天然高分子類では、デンプン系、セルロース系、アルギン酸系、ガム類、タンパク質系などがあり、合成高分子類では、ビニル系、アクリル酸系、無水マレイン酸系、水性ウレタン系、ポリ電解質系など種々あるが、特に、デンプン系、カルボキシメチルセルロース系、ゼラチン系、アクリル酸塩系、ビニルアルコール系、ビニルピロリドン系、無水マレイン酸系のものが好ましい。これらは、単独または混合物、共重合体であっても良い。これらの高分子は容易に水溶液とすることができるので、適当な濃度の水溶液を塗布、乾燥することにより、必要な厚さの薄膜を電極上に直接形成することができるという利点がある。

作用

この構成により、酵素と電子受容体と試料液とが反応した反応液が電極上へ降下し、電極上の吸水性高分子層に吸収されて、電極上に密接し、電極面を十分に覆ったゲル層が安定に形成されるため、電極の濡れの不均一性や気泡の残留等は解消でき、安定な電気化学的測定ができる。さらには、センサへの振動に起因する応答電流の変動をも抑制できるなど、信頼性の高い測定ができるものである。

実施例

以下、本発明の一実施例について説明する。

バイオセンサの一例として、グルコースセンサについて説明する。第1図は、グルコースセンサの一実施例を示したもので、センサの構造の断面図である。ポリエチレンテレフタレートからなる絶縁性基板8にスクリーン印刷により、導電性カーボンペーストを印刷し、加熱乾燥することにより、測定極6、対極7からなる電極系と、図面では図示していないがリード部とを形成する。次に電極を部分的に覆い、一定の電極面積が得られるように、絶縁性ペーストを前記同様に印刷、乾燥して絶縁層5を形成する。多孔体1とポリカーボネイト製で孔径1 μ の透過膜2は、保持枠3、4に保持されている。前記多孔体1は、酸化還元酵素であるグルコースオキシターゼ100mgと電子受容体としてフェリシアン化カリウム150mgをリン酸緩衝液(pH5.6)1mlに溶解した液をセルロース紙に含浸、乾燥して作製したものである。9は本発明による吸水性高分子層であり、カルボキシメチルセルロースの1%水溶液を電極上に直接塗布、乾燥して得たもので、乾燥後の膜厚は2 μ である。

上記構成のグルコースセンサの多孔体1へ試料液としてグルコース水溶液を滴下し、2分後に測定極6の電位をアノード方向へ、2V/秒の速度で掃引した。滴下されたグルコースは、多孔体1に担持されたグルコースオキシターゼの作用で、フェリシアン化カリウムと反応してフェロシアン化カリウムを生成する。この反応の終了した試料反応液が透過膜2を透過し、吸水性高分子層9に吸収されて、電極上に密接しかつ電極面積を完全に覆ったフェロシアン化カリウムを含む吸水性高分子による水溶性ゲル層9が形成される。上記のアノード方向への掃引により、生成したフェロシアン化カリウムがフェリシアン化カリウムに電気化学的に酸化され、酸化電流のピークが得られる。この酸化ピーク電流値は試料中のグルコース濃度に対応している。

第2図に、この酸化ピーク電流値とグルコース濃度との関係を示した。図中Aは、本発明のカルボキシメチルセルロース薄膜層を設けた場合で、Bは従来例の薄膜層を設けない場合である。各グルコース濃度でそれぞれ5回測定した平均値とバラツキの幅を示している。Aは良い直線性を示し、各グルコース濃度でのバラツキも小さいが、従来例のBではバラツキが非常に大きく、一部で異常に小さい電流値を示した。このように電流値が小さい場合に電極上の状態を調べると、電極上の濡れが悪く、電極の一部分しか濡れていない場合か、または電極上及び電極間に気泡が残留している場合であることが分かった。一方、吸水性高分子によるゲル層9を形成させた場合には、透過され液量が少量であっても、電極上に安定で流動しにくい液層ができ、気泡の残留も見られず、電極面が完全に濡れていることが分かった。また、測定中にセンサを振動させたところ従来例のBでは振動に対応し

た応答電流の大きな変動が観測されたが、本発明のAではほとんど認められないなど信頼性の高い測定が可能であった。

本発明の吸水性高分子層は、乾燥状態のもとである一定の膜厚の範囲で有効に作用することが分り、高分子材料によってその範囲は少し異なる。例えば、上記カルボキシメチルセルロースの場合、 $0.5 \sim 50 \mu$ の膜厚が適当であるが、アクリル酸塩系高分子のアクアキープ10SH（製鉄化学工業（株）製）の場合には、 $0.1 \sim 20 \mu$ の範囲が適当である。種々検討した結果、安定なゲル層を形成するには、 $0.1 \sim 100 \mu$ の範囲が好ましいことが分った。 0.1μ 以下の膜厚では、液層が流動しやすく安定なゲル層が得られず、また逆に 100μ よりも厚い膜厚では、試料液が数 μ ℓ～数十 μ ℓの微量の場合、試料液の拡散が不十分でゲル化しない部分が生ずるために不適當であることが分った。

さらに、血液を試料液として前記グルコースセンサで測定した場合にも、安定した値が得られた。そして図面では図示していないが、濾過膜と吸水性高分子層9の間に、セルロース、レーヨン等の親水性多孔体の薄片を保持層として介在させた方が、試料液の濾過速度がより早くなり、濾液の吸水性高分子層への吸収も迅速、均一に行なうことができた。

上記実施例では、測定極と対極のみの二極電極系について述べたが、参照極を加えた三電極方式にすれば、より*

* 正確な測定が可能である。また、濾過膜、保持層、多孔体などの形状あるいはその有無についても上記実施例に制限されることはない。さらには、酵素や電子受容体の担持状態についても同様である。

また、電子受容体としては、上記実施例に用いたフェリシアン化カリウム以外にも、p-ベンゾキノン、フェナジメトサルフェートなども使用できる。さらに、上記実施例のセンサは酵素として、上記実施例のグルコースオキシダーゼ以外のアルコールオキシダーゼ、コレステロールオキシダーゼ等を用いれば、アルコールセンサ、コレステロールセンサなどにも用いることができる。

発明の効果

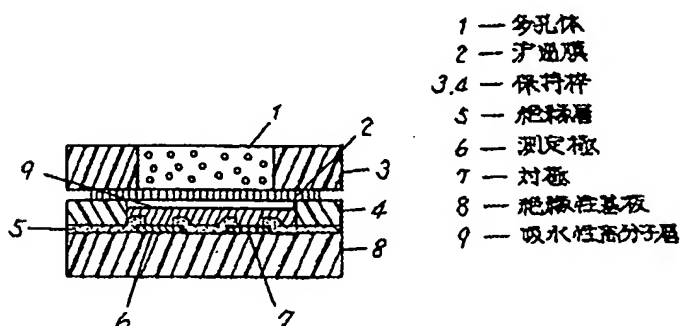
以上のように本発明のバイオセンサは、電極系上に安定なゲル液層を形成する吸水性高分子層を設けることにより、少量の液量でも十分に電極面を濡らす安定なゲル液層を形成し、安定な正確な測定を可能にするという効果が得られる。

【図面の簡単な説明】

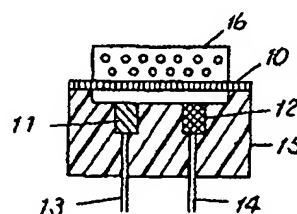
第1図は本発明の一実施例であるバイオセンサの断面図、第2図はバイオセンサの応答特性図、第3図は従来のバイオセンサの断面図である。

1……多孔体、2……濾過膜、5……絶縁層、6……測定極、7……対極、8……絶縁性基板、9……吸水性高分子層。

【第1図】



【第3図】



【第2図】

